

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ
БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
ВЫСШЕГО ПРОФЕССИОНАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САМАРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ АЭРОКОСМИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ АКАДЕМИКА С.П. КОРОЛЕВА
(НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ)» (СГАУ)

А. В. Дорошин, И. Е. Давыдов

Современные тепловизионные системы

Электронное учебно-методическое пособие

Работа выполнена по мероприятию блока 2 «Развитие и повышение эффективности научно-инновационной деятельности» и блока 3 «Развитие информационной научно-образовательной среды и инфраструктуры» Программы развития СГАУ на 2009 – 2018 годы по проекту «Разработка мультиспектральных систем мониторинга инфракрасного и терагерцового диапазонов»
Соглашение № 2/20 от 3.06.2013 г.

САМАРА
2013

УДК 621.38(075)
ББК 32.85я7
Д 696

Авторы: **Дорошин Антон Владимирович,**
Давыдов Игорь Евгеньевич

Редакторская обработка А. В. Дорошин
Компьютерная верстка А. В. Дорошин
Доверстка А. В. Дорошин

Дорошин А. В., Давыдов И. Е. Современные тепловизионные системы [Электронный ресурс]: электрон. учеб.-метод. пособие / А.В. Дорошин, И. Е. Давыдов; М-во образования и науки РФ, Самар. гос. аэрокосм. ун-т им. С. П. Королева (нац. исслед. ун-т). – Электрон. и граф. дан. (1,35 Мбайт). - Самара, 2013. -1 эл. опт. диск (CD-ROM).

Электронное учебно-методическое пособие посвящено анализу современных тепловизионных систем.

Электронное учебно-методическое пособие предназначено для подготовки бакалавров направления 210100.62 «Электроника и наноэлектроника» радиотехнического факультета, изучающих дисциплину «Теоретические основы интегральной оптики» в 7 семестре.

Разработано на кафедре наноинженерии.

© Самарский государственный
аэрокосмический университет, 2013

ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение	4
1. ТЕПЛОВИЗИОННЫЕ СИСТЕМЫ	7
1.1. Устройство тепловизионных систем	8
1.2. Материалы, типы и характеристики приемников ИК-излучения	9
1.2.1. Фотонные приемники	10
1.2.2. Микроболометрические приемники	15
1.2.3. Пирозлектрические приемники	16
1.3. Количественный анализ термограмм	16
1.3.1 Стандартные средства количественного анализа термограмм	16
1.3.2. Функциональные изображения в термографии	19
1.3.3. Оценка пространственной неоднородности распределения температуры	22
2. СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ РАЗВИТИЯ ТЕПЛОВИЗИОННЫХ СИСТЕМ	24
2.1 Матричные тепловизоры	28
2.1.1 Многоканальная тепловизионная система для сверхдального обнаружения фирмы FLIR	28
2.1.2 Многоканальная тепловизионная система для сверхдального обнаружения фирмы CEDIP	30
3. ТЕПЛОВИЗИОННЫЕ МЕТОДЫ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ	31
СПИСОК ИСТОЧНИКОВ	41

Введение

В соответствии с тематикой данных методических указаний, объектом исследования является анализ технического уровня современного состояния разработок в области создания инфракрасных (ИК) систем.

Развитие тепловизионной техники идёт с середины 60-х гг. прошлого столетия и на данный момент прошли ИК - системы прошли четыре поколения развития:

- нулевое поколение основано на применении единичных охлаждаемых приемников и двумерной (строчной и кадровой) развертки с помощью сканирующей оптико-механической системы;

- первое поколение - на применении строчных линеек приемников и упрощенной кадровой развертки;

- второе поколение - на использовании сгруппированных нескольких линеек (с временной задержкой и накоплением) и низкоскоростной системой развертки. Ко второму поколению относят вакуумные приборы с электронным сканированием приемной мишени – пироконы;

- третье поколение основано на применении «одновременно смотрящих» - фокально-плоскостных (FPA - Focal Plate Area) и двумерных твердотельных многоэлементных (матричных) приемников излучения (МПИ), то есть без использования оптико-механических систем развертки;

Если первые тепловизионные приборы использовали одноэлементные или линейные матричные приёмники излучения и это требовало создания сканирующих тепловизоров, в которых использовался метод развертывающего преобразования, предложенный советским ученым Ф. Е. Темниковым. Наиболее ярким примером (долгожителем) данного типа тепловизоров является тепловизор ТВ-04 Кст (г.Кстово).

Одной из главных характеристик таких систем сканирования является время, необходимое для анализа теплового поля. С этой точки

зрения оптико-механические системы сканирования условно классифицируют на три вида: низкоскоростные (время анализа поля $T_k > 20$ с), среднескоростные ($0,5$ с $< T_k < 20$ с) и высокоскоростные ($T_k < 0,5$ с). Работы по данному типу тепловизоров на данный момент почти не проводятся, в виду их неперспективности в ИК-диапазоне.

На современном этапе широко используются матричные тепловизоры с неохлаждаемыми болометрическими матрицами четвертого и пятого поколения. Среди лидеров по производству тепловизоров данных поколений признаны США и Япония.

В связи с использованием принципа накопления информационного сигнала матричные тепловизоры при прочих равных условиях выигрывают у сканирующих систем по совокупности таких параметров, как надежность, чувствительность, быстродействие и пространственное разрешение.

Дальнейшее совершенствование ИК-систем обусловлено следующими новыми тенденциями в развитии тепловизионной техники для военного применения:

- разработан унифицированный ряд многооконных модулей, предназначенных для использования в ОЭС различного назначения;
- созданы макетные образцы модулей матричных двухоконных устройств (ФПУ) на 3–5 и 8–12 мкм на основе структур с квантовыми ямами (КЯ) и матричных микроболометрических приемников излучения.

Как отмечается в литературе по ИК-системам, наиболее перспективными при разработке многооконных систем удовлетворяют фотоприемники на основе квантово-размерных эффектов (КРЭ), физические структуры которых могут быть получены методами молекулярно-лучевой эпитаксии (МЛЭ), позволяющей формировать на подложке монокристаллические п/п слои с необходимыми свойствами вплоть до моно атомной толщины. В качестве технологического обеспечения для указанных работ могут быть использованы, например, результаты разработки гетеро-эпитаксиальных структур GaAs/AlGaAs и

GaAs/CdHgTe методом молекулярно лучевой эпитаксии МЛЭ. Такие структуры были названы матричными ИК- приемниками на квантово-размерных колодцах - QWIP матрицами. В конце прошлого столетия появились тепловизионные приборы на QWIP-матрицах с высокой технологичностью, воспроизводимостью, однородностью параметров по элементам с форматом 256x256, 320x240, 320x256, 640x512 и 1024x1024 элемента. Полученная чувствительность довольно высока: у лучших приборов NETD даже ниже 10 мК, типовых – 20 мК, средних – 35 мК. QWIP-матрицы обладают способностью управления спектральной чувствительностью и возможностью перейти в будущем от гибридных структур фокальных матриц к монолитным. Расширение области чувствительности этих фокальных фотоприемных матриц, первоначально названных QD оптоэлектронными приборами (наноструктуры с так называемыми квантовыми точками - quantum dots), получившими в последствии название QWIP матрицы, - матрицы ИК-фотоприемников с множественными квантовыми ямами (структура AlGaAs/GaAs), осуществлялось постепенно.

Принципы расширения чувствительности QWIP матриц были описаны в статьях Российских исследователей и в исследовании зарубежных специалистов и заключаются в том, что варьированием размеров двух квантовых колодцев, расположенных на нанометровых расстояниях друг от друга и управлением электрических смещений в каждом из колодцев, можно добиться взаимодействия удерживаемых электронов с фотонами разных областей спектра.

Применение новых тепловизионных систем, может привести к существенному расширению возможностей и увеличению точности данных систем.

1. ТЕПЛОВИЗИОННЫЕ СИСТЕМЫ

Принцип действия тепловизионных приборов основан на преобразовании теплового излучения объектов в видимое изображение, выводимое на монитор. Тепловое излучение, регистрируемое тепловизором, лежит в инфракрасном диапазоне длин волн. Всякое тело с температурой выше 0° К излучает электромагнитные волны ИК - диапазона, поэтому для тепловизора любой исследуемый объект будет являться излучателем, что отличает тепловизор от приборов видимого диапазона, которые воспринимают объекты, излучающие в видимом диапазоне или отражающие внешнее видимое излучение.

Одним из главных условий формирования инфракрасного изображения объекта является наличие температурного контраста или контраста коэффициентов излучения между объектом и фоном, а в пределах контура объекта - между его отдельными элементами. Современные тепловизионные приборы способны воспринимать температурные контрасты на уровне $0,01^{\circ}$ К [5]. Большинство тепловизоров работают в диапазонах 3-5 мкм и 8-14 мкм, которые соответствуют окнам прозрачности атмосферы в инфракрасной области. Особенности различных поколений тепловизионных приборов приведены в табл.1.1.

Таблица 1.1. Поколения тепловизионных приборов

Поколение тепловизионных приборов	Система развертки изображения	Приемник излучения
Нулевое	Двухмерная оптико-	Одиночный приемник
Первое	Одномерная оптико-механическая	Одномерная линейка фотоприемников
Второе	Одномерная оптико-механическая	Матрицы фотоприемников в виде 2-6 линеек
Третье	Без использования оптико-механических систем развертки изображения	Фокально - плоскостные матрицы фотоэлементов (FPA - Focal Plane Array)

1.1. Устройство тепловизионных систем

Тепловизоры третьего поколения называют матричными, их основные преимущества: отсутствие оптико-механической развертки изображения и соответственно малые масса, габариты и энергопотребление, бесшумная, работа, высокое отношение сигнал/шум и качество изображения, широкий динамический диапазон, возможность связи с современными компьютерами, видео - и ТВ-аппаратурой, цифровая обработка изображения в реальном масштабе времени [5].

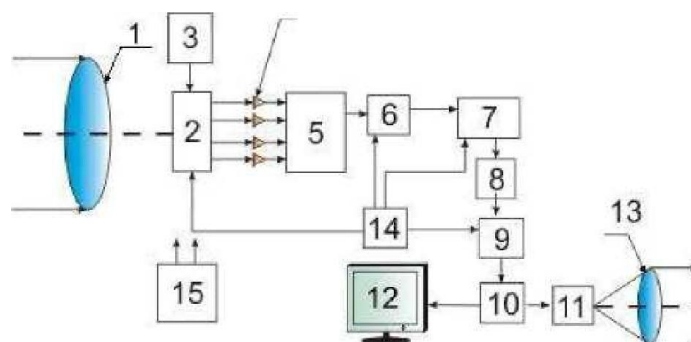


Рисунок 1.1. - Блок-схема тепловизионного прибора третьего поколения [6]. 1 - ИК-объектив, 2 - матрица ИК-фотоприемников, 3 - блок охлаждения или термостабилизации матрицы, 4 - предусилители, 5 - мультиплексор, 6 - аналоговый корректор неоднородности сигналов, 7 - аналого-цифровой преобразователь, 8 - цифровой корректор неоднородности сигналов, 9 - корректор неработающих элементарных фотоприемников матрицы, 10 - блок формирования изображения с микропроцессорной обработкой видеосигнала, 11 - цифровой выход для подключения к персональному компьютеру, 12 - ТВ-монитор, 13 - окулярная система, 14 - тактовый генератор, 15 - первичный источник питания (аккумуляторная батарея)

Блок-схема тепловизионного прибора третьего поколения представлена на рис. 1.1. Наличие элементов 3 и 13 необязательно и зависит от типа прибора. Неоднородности сигналов элементарных фотоприемников матрицы предварительно корректируются в аналоговой форме, преобразуются в цифровую и корректируются с использованием данных, полученных в процессе калибровки. Далее сигналы исправляются (возможно вычитание неработающих элементов матрицы с их заполнением) и направляются в блок формирования изображения 10. На его выходе информация выдается либо в качестве видеосигнала, направляемого на ТВ-монитор, либо в цифровой форме для передачи в персональный компьютер [6].

1.2. Материалы, типы и характеристики приемников ИК-излучения

Фокально-плоскостные матрицы ИК-фотоприемников могут быть выполнены на основе различных материалов, определяющих такие характеристики тепловизоров как рабочий спектральный диапазон, температурную чувствительность, необходимость охлаждения матрицы и быстродействие системы. Можно выделить два основных типа приемников ИК-излучения: приемники фотонного типа, и тепловые приемники. К тепловым приемникам относятся микроболометрические и пироэлектрические приемники. В таблице 1.2 представлены материалы, на основе которых создаются ИК-приемники различных типов.

Таблица 1.2 Материалы матриц ИК-приемников различных типов

№	Типы приемников ИК-	Материал матрицы фотоприемников,
1	Фотонные	1.Халькогенид свинца (PbS , PbSe), 1.5-6 мкм. 2.Соединения кадмий-ртуть-теллур- HgCdTe_2 (КРТ), 1-20 мкм 3.Антимонид индия (InSb), 3-5 мкм 4. Силицид платины, структуры на барьере Шоттки (PtSi), 1-5 мкм 5.Примесный кремний (Si:x) и германий (Ge:x) 6.Многослойные структуры с квантовыми ямами на базе GaAs/AlGaAs (QWIP детекторы), 8-12 мкм
2.1	Тепловые Микроболометрические	Модификации окислов ванадия VxOx , 8-14 мкм Поликристаллический и аморфный кремний, 8-14 мкм
2.2	Тепловые Пироэлектрические	Цирконат свинца Ниобат и титанат бария-стронция Триглицинсульфат Сополимеры виниленфторида
		8-12 мкм

По типу построения матриц фотонные и тепловые микроболометрические приемники могут создаваться на базе комплементарных металлоок-сидных полупроводников - КМОП матрицы.

Фотонные приемники также могут создаваться на базе приборов с зарядовой связью - ПЗС матрицы [7]. Внешний вид типичной ИК-матрицы, охлаждающего элемента и электронного блока показаны на рис. 1.2.

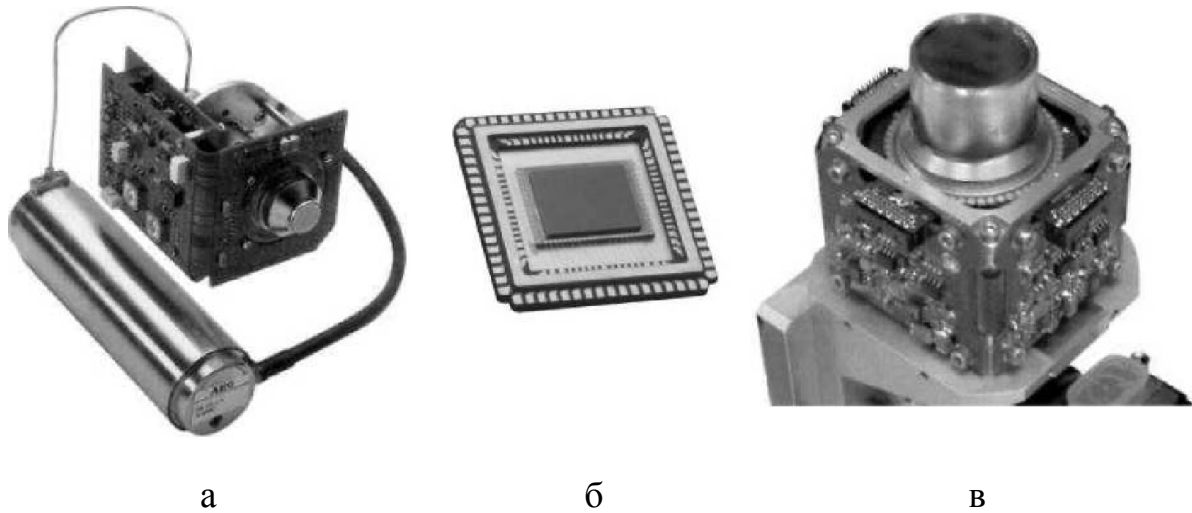


Рисунок 1.2. а - внешний вид ИК матрицы, б - ИК матрица с защитным окном из германия в обрамлении электронных плат, в- приемный модуль, содержащий ИК матрицу, охладитель и электронный блок, включающий буферный усилитель и аналого-цифровой преобразователь

1.2.1. Фотонные приемники

Принцип работы фотонных приемников основан на явлении фотопроводимости и фотоэлектрическом эффекте (photovoltaic detector). Явление фотопроводимости заключается в увеличении проводимости кристалла при поглощении электронами энергии падающего излучения. Фотон излучения с энергией $E_f = h\nu$ может быть поглощен электроном кристалла с энергией E_e если существует разрешенный энергетический уровень $E = E_e + E_f$. Изменение электрической проводимости обнаруживают, пропуская через материал ток от внешнего источника [3].

Фотоэлектрический эффект состоит в возникновении тока во внешней цепи при поглощении фотонов падающего излучения полупроводниковой структурой с p-n переходом.

Поглощение фотона, например, в p области приведет к образованию электронно-дырочной пары, дырки из p области под действием электрического поля p-n перехода будут увлекаться в n область, создавая фототок. Прикладывая обратное напряжение к p-n переходу, получим режим фотодиода. Фотоэлектрический эффект используется в

приемниках на основе арсенида индия In As, антимонида индия InSb, и соединения теллурид кадмия - теллурид ртути HgCdTe (КРТ)[3].

В 90-е годы XX века появились тепловизионные приборы на QWIP-матрицах с высокой технологичностью, воспроизводимостью, однородностью параметров по элементам (QWIP - Quantum Well Infrared Photodetectors - ИК-детекторы с квантовыми ямами (well с англ. - колодец)). QWIP детекторы состоят из чередующихся слоев широкозонного и узкозонного полупроводниковых материалов [8].

Такие чередующиеся слои получают один за другим, используя сверхвысокую вакуумную технологию, такую как молекулярно-лучевая эпитаксия. Чередующиеся слои с широкой и узкой запрещенной зоной формируют квантовые ямы, образуя связанные состояния электронов или дырок в зоне проводимости. Зоны проводимости QWIP структур образованы барьерами из широкозонного $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{As}$ и яма и из узкозонного арсенида галлия GaAs (рис. 1.3. а). Энергия связи электрона в яме может регулироваться изменением ширины ямы, высота барьера регулируется составом соединения $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{As}$. При подаче напряжения смещения, возбужденные фотонами электроны из GaAs ям передаются и детектируются как фототок.

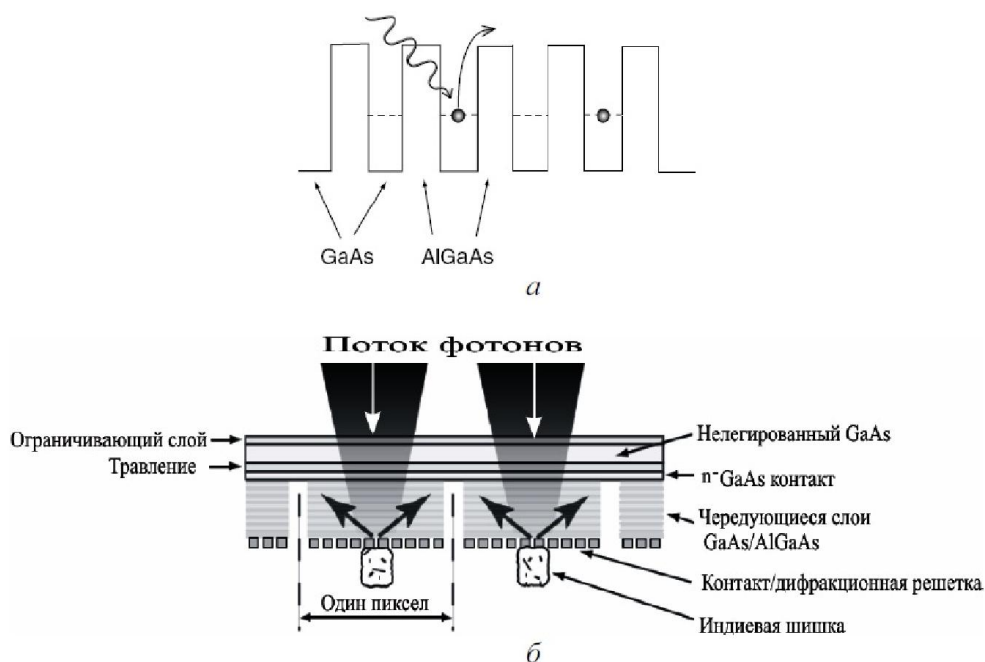


Рисунок 1.3. Структура с квантовыми ямами, образованная узкозонным GaAs и широкозонным $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{As}$ -а, QWIP структура -б[8]

На рисунке 1.3. б изображена структура QWIP детектора, в которой чередующиеся слои GaAs и AlGaAs располагаются горизонтально. Для фотовозбуждения электронов необходимо, чтобы электрический вектор располагался перпендикулярно квантовой яме (рис. 1.3. а). Если рассматривать структуру QWIP детектора (рис. 1.3. б), то видно, что падающий поток фотонов направлен поперек, а электрический вектор вдоль квантовых ям, поэтому для инициализации процесса поглощения фотонов используют металлическую двухмерную дифракционную решетку, рассеивающую поток фотонов под углом 45° . Приобретая горизонтальную компоненту, поток фотонов, отраженный от дифракционной решетки генерирует носители заряда. При подаче отрицательного напряжения смещения на n GaAs контакт поток электронов направляется к шишке из индия, которая контактирует с системой считывания сигнала. Таким образом, первоначальный поток фотонов преобразуется в электрический сигнал. При формировании QWIP структуры нелегированный слой GaAs подвергается полировке с тыльной стороны и используется для обратного отражения потока непоглотившихся фотонов, выходящих из структуры.

QWIP-детекторы имеют сравнительно низкий квантовый выход (менее 10%), поэтому требуют большего времени накопления сигнала чем устройства на InSb и HgCdTe (квантовый выход около 90 %). Однако, вид спектральной характеристики QWIP детекторов может гибко настраиваться изменением ширины и высоты квантовых ям, образованных слоями GaAs и AlGaAs [8]. Для обеспечения высокой температурной чувствительности рабочий спектральный диапазон ИК - детектора настраивают так, чтобы он находился в области максимумов излучательной способности исследуемых объектов.

Среди характеристик ИК приемников основными являются:

- температурная чувствительность NETD (Noise Equivalent Temperature Difference
- разность температур эквивалентная шуму);

- количество пикселей, составляющих матрицу;
- скорость получения изображения;
- необходимость охлаждения матрицы.

У лучших QWIP приборов NETD ниже 10 мК, типовых - 20 мК, средних - 35 мК. QWIP детекторы выпускаются с форматами матриц 256x256, 320x240, 320x256, 640x512.

Для приборов на основе КРТ приемников чувствительность NETD: для лучших моделей - 10 мК, типовых - 15 мК, средних - 20 мК; разрешение приемной матрицы до 640x480 пикселей. [6]. Для работы в длинноволновом ИК диапазоне (LWIR) требуется охлаждение до 80 К, для работы в средневолновом ИК диапазоне (MWIR) - охлаждение до 120 К.

Частота обновления информации на матрицах из HgCdTe или InSb обычно лежит в пределах от 100 до 400 Гц, для приборов на основе диодов Шоттки (PtSi/Si) эта частота находится в диапазоне 25 - 100 Гц, для приборов на основе QWIP детекторов при полном разрешении на уровне 50-250 Гц.

Для работы приборов на фотонных приемниках требуется глубокое криогенное охлаждение. Все объекты в инфракрасной области спектра являются «самосветящимися», если их температура выше абсолютного нуля, поэтому сами приемники ИК излучения могут «светиться» в диапазоне их чувствительности (3-5 и 8-14 мкм). При этом очень трудно обнаружить слабое излучение поступающее извне. Для повышения обнаружительной способности нужно погасить собственное излучение чувствительного элемента и примыкающих к нему диафрагм и других элементов прибора. Это достигается охлаждением приемника до температур, при которых шум собственного излучения (темновой ток) становится пренебрежимо малым [3]. Кроме этого, охлаждение приемника предотвращает чрезмерный нагрев чувствительных элементов с малой теплоемкостью и обеспечивает стабильность функциональных свойств полупроводниковых элементов.

Для глубокого (криогенного) охлаждения матрицы ($T = 75 - 80 \text{ K}$) используется жидкий азот или газовая холодильная машина, работающая по замкнутому циклу Сплит-Стирлинга. Для неглубокого охлаждения ($T = 150 - 250 \text{ K}$) или термостабилизации работы неохлаждаемой матрицы используется система термоэлектрического охлаждения на элементах Пельтье.

Холодильные машины, работающие по замкнутому циклу Сплит-Стирлинга, имеют малое энергопотребление и габариты, что позволяет размещать охлаждающий элемент в корпусе камеры. Охлаждение до рабочей температуры происходит за 5-8 минут, на что тратится мощность около 3 Вт. Рассмотрим принцип охлаждения по замкнутому циклу Стирлинга [3].

Замкнутый цикл Стирлинга основан на процессе регенерации при постоянном объеме; фазы сжатия и расширения являются изотермическими. Два поршня двигателя работают в двух цилиндрах, соединенных регенератором.

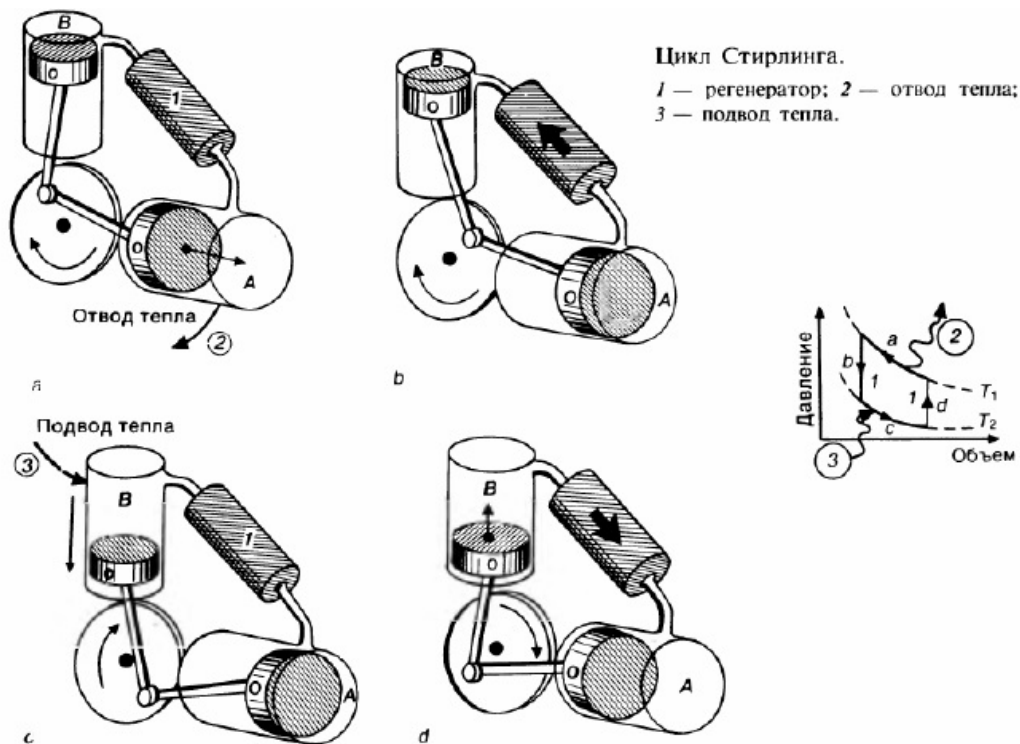


Рисунок 1.4. - Принцип работы охлаждающих машин на основе замкнутого цикла Стирлинга [3]

Цикл имеет 4 фазы:

- а) сжатие газа при постоянной температуре T_1 в камере А;
- б) переход газа при постоянном объеме в камеру В через регенератор, в котором газ отдает тепло и охлаждается до температуры T_2 ;
- в) расширение газа при температуре T_2 в камере В с поглощением тепла из среды;
- г) возврат газа в камеру А. Вытесняемый поршнем камеры В при прохождении через регенератор газ отбирает тепло. Поглощение тепла от окружающей среды (чувствительного элемента приемника) происходит посредством теплового контакта с металлическим стержнем, находящемся в сосуде Дьюара.

Таким образом, цикл Стирлинга состоит из двух зотермических и двух изохорных процессов.

1.2.2. Микроболометрические приемники

Действие микроболометрических детекторов основано на изменении сопротивления материала при изменении его температуры. В качестве материалов могут использоваться как металлы, так и полупроводники (термисторы).

Температурная чувствительность приборов на основе микроболометров NETD имеет значения от 400 мК до 20 мК. Формат матрицы 320x240, 640x480 пикселей с шагом 28 мкм. [6]. Микроболометрические приемники обладают тепловой инерционностью, так как измерение потока ИК излучения выполняется после накопления теплового сигнала, и для последовательной регистрации нескольких кадров необходима модуляция внешнего потока излучения. Для микроболометрических приемников частота обновления информации на экране не превышает 50 Гц [7].

1.2.3. Пироэлектрические приемники

Чувствительным элементом пироэлектрических приемников являются кристаллические пластины на поверхности которых под действием ИК-излучения образуются заряды. Изменение температуры dT кристалла в результате поглощения излучения за время dt сопровождается изменением поляризации зарядов dq , поэтому пироэлектрический приемник дает сигнал пропорциональный dq/dT , и не может использоваться для регистрации постоянного не модулированного потока излучения. Для целей модуляции входного потока излучения используют механические модуляторы (шторки). Пироэлектрические приемники не требуют охлаждения. Температурная чувствительность NETD для лучших образцов 80 мК, типично 100 -150 мК. Используются форматы матриц 320x240, 640x512 пикселей [5].

Современные тепловизионные методы наряду с использованием совершенствующихся детекторов и электроники отличается широкими возможностями программной обработки термограмм.

1.3. Количественный анализ термограмм

1.3.1 Стандартные средства количественного анализа термограмм

Современные тепловизоры позволяют проводить съемку отдельных кадров и видеозапись со скоростями до 1000 кадров в секунду. После получения тепловизионного изображения следует процедура качественного визуального и программного количественного анализа. В настоящее время тепловизионные методы все больше приобретают количественный характер оценки температурных характеристик, не сводящийся к определению состояния объекта лишь по взгляду на статичную термограмму как на рентгеновский снимок. По динамическим термограммам возможно отследить эволюцию пространственно - временного распределения температуры, на основе которой установить

границу между областями нормы и патологии.

Средства обработки термограмм часто встроены в программу, проводящую визуализацию температурного изображения объектов. Для проведения предварительного программного анализа выделяются точки или зоны интереса термограммы ROI (region of interest) в которых наблюдаются статические значения температуры или строятся её временные зависимости (тренды температуры). Зоны интереса могут быть в форме прямоугольника, круга, овала или ломаной линии произвольной формы. Проводя линию вдоль или поперек интересующего объекта на термограмме, можно построить температурный профиль, отображающий значения температуры в каждой точке проведенной линии.

Для оценки результатов исследования могут применяться статистические характеристики:

- средние значения температуры внутри выделенной области;
- максимальные и минимальные значения температуры;
- среднеквадратичное отклонение температуры по области;
- гистограммы.

На рис. 1.5. изображены средства анализа термограмм в программе ThermaCam Researcher фирмы FLIR Systems.

В левом верхнем углу на термограмме прямоугольной областью выделен участок носа и проведена линия на уровне глаз от левой височной части к правой. В правом верхнем углу изображена временная зависимость средней температуры в выделенной области носа (осцилляции температуры вызваны дыханием через нос) в правом нижнем углу изображен температурный профиль вдоль проведенной линии на уровне глаз, в левом нижнем углу приведена гистограмма распределения температуры внутри выделенной области носа. В данной программе возможно выделение и отслеживание изотермических участков термограммы, вычитание одной последовательности кадров из другой, вычитание из динамической термограммы первого кадра.

Современные программы обработки термограмм могут выполнять

следующие функции:

- визуализацию и сохранение отдельных тепловизионных кадров и их последовательностей;
- регулирование скорости записи и воспроизведения последовательности тепловизионных снимков;
- автомасштабирование - распределение цветовой палитры на температурный диапазон объектов, находящихся в поле зрения тепловизора;
- количественный анализ термограмм;
- экспортирование числовых данных в общедоступные файловые форматы;
- возможность явного указания коэффициента излучения наблюдаемого объекта для коррекции определяемой температуры;
- возможность коррекции температуры по задаваемым параметрам окружающей среды: влажности, температуре воздуха, температуре окружающих предметов, испускающих нежелательное фоновое излучение.

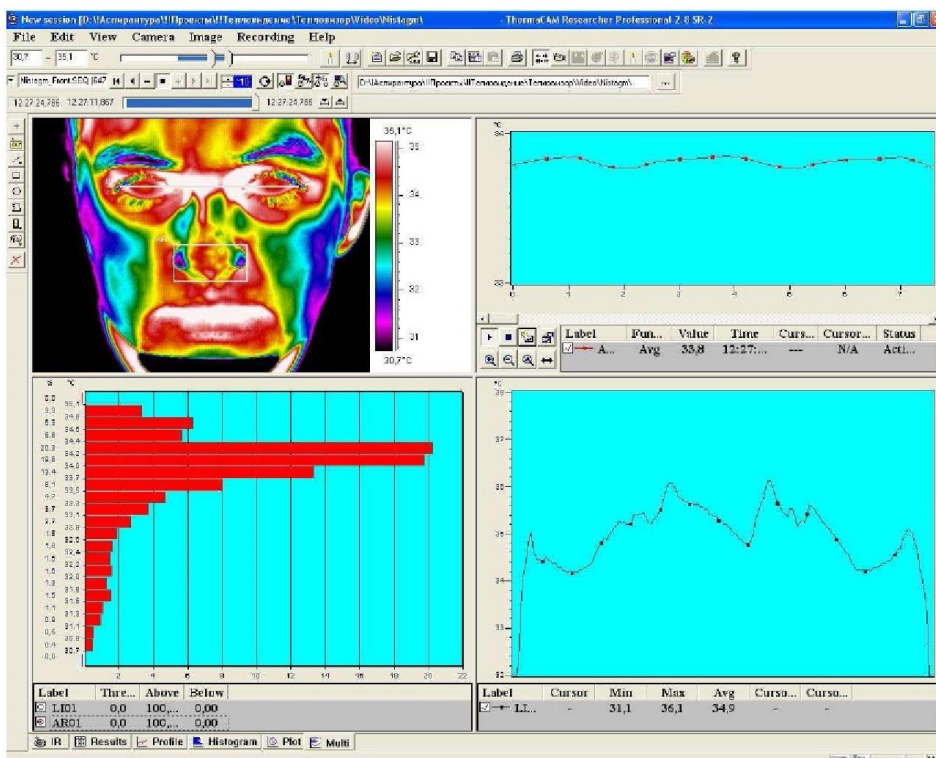


Рисунок 1.5.- Окно программы анализа термограмм ThermoCam Researcher фирмы FLIR Systems

1.3.2. Функциональные изображения в термографии

Статические термограммы отображают только пространственное распределение температур поверхности биологического объекта, динамические термограммы отображают как пространственное распределение температур, так и эволюцию этого распределения во времени.

При переходе от анализа статичного распределения тепловых полей биологического объекта к анализу распределения в динамике усложняется процесс визуальной оценки отклонений в пространственно-временном распределении температур. Это создает потребность в разработке и совершенствовании методов цифровой обработки динамических термограмм, направленных на выделение областей с особенностями пространственно-временного распределения температур. Цифровая обработка последовательности термограмм позволяет свернуть всю существенную информацию о пространственно-временной динамике температур объекта в один кадр (функциональное изображение). Для медицинских работников диагностика функционального состояния организма на основе единственного функционального изображения является более предпочтительным, удобным и привычным (по аналогии с рентгеновским снимком), чем анализ временных зависимостей температуры отдельных зон динамических термограмм.

Одна из наиболее ранних методик построения функциональных изображений была предложена в 1986 г. советскими учеными Тараториным А. М., Годиком Э.Э., Гуляевым Ю.В. [9].

В соответствии с данной методикой функциональное изображение представляет собой пространственное распределение временных признаков, отслеживаемое по динамической последовательности термограмм. Выделены три основных вида функциональных изображений, соответствующих следующим исследовательским задачам:

Выделение пространственных групп точек с синхронной временной

динамикой;

Выделение групп точек, функционирующих по единому закону;

Классификация динамического изображения по выбранному параметру временной кривой в каждой точке пространства.

В случае выделения пространственных групп точек с синхронной временной динамикой в качестве изучаемых временных признаков могут быть выбраны значения температур, их производных, т.е. скоростей изменения температур или более сложные характеристики. Анализируя синхронность временной динамики, можно выделить группы точек, управляемые едиными регуляторными механизмами. На рис. 1.6. показано функциональное изображение лица человека с цветовым разбиением на зоны с синхронной динамикой температуры. Для ноздрей характерна динамика, описываемая кривой 1, более темные участки характеризуются кривой 2. Временные зависимости показывают, что связанные с дыханием колебания температуры в области ноздрей и щек происходят в противофазе. Использование функционального изображения на рис. 1.6. позволяет не проводить измерения динамики температуры в каждой точке, для анализа изображения достаточно провести измерения в одноцветных зонах с синхронным изменением температуры.

В случае выделения пространственных групп точек, функционирующих по единому закону, исследуется не строгая синхронность временной динамики, а лишь качественная однотипность временной динамики. На рис. 1.7. приведено функциональное изображение и временные зависимости температуры кисти в процессе восстановления после внешнего нагрева, которые показывают различный закон изменения температуры. Светлые участки функционального изображения соответствуют монотонному закону изменения температуры (кривая 1), темные участки соответствуют закону изменения температуры со сменой знака производной (кривая 2) и выделяют область поверхностных вен.

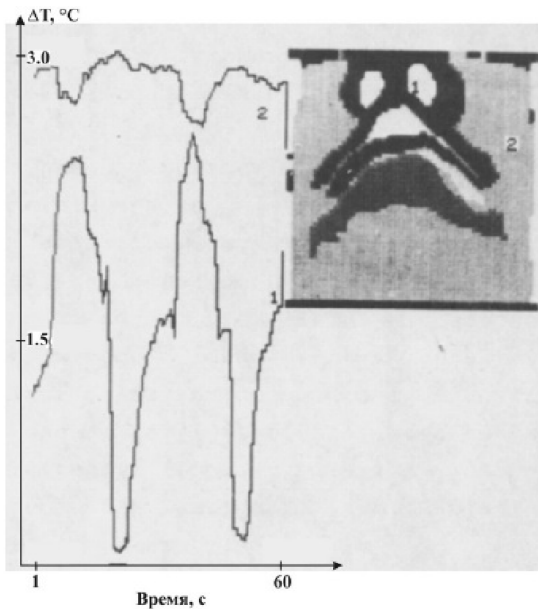


Рисунок 1.6. Функциональное изображение лица человека и временные зависимости температуры в соответствующих зонах [9]

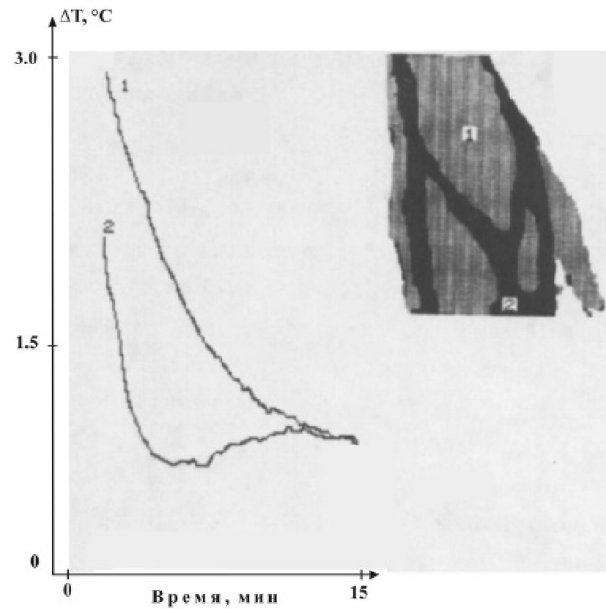


Рисунок 1.7. Функциональное изображение кисти и временные зависимости температуры после внешнего нагрева [9]

Для построения функциональных изображений третьего вида выбирается определенный параметр временной кривой, по значениям которого проводится классификация точек термограммы. В качестве такого параметра может быть минимальное или максимальное значение температуры, время достижения экстремального значения, амплитуда или дисперсия изменения параметра, временная задержка и т.д.

Таким образом, построение функциональных изображений повышает качество визуальной оценки информации о функционировании биологического объекта в состоянии покоя, нагрузки или восстановления.

Далее будут рассмотрены примеры использования математической обработки динамических термограмм для выделения кровеносных сосудов по тепловой инерции, для определения патологических зон в случае глубокого венозного тромбоза и болезни Рейно с помощью тау -метода.

1.3.3. Оценка пространственной неоднородности распределения температуры

Для изучения динамики пространственного распределения температуры тела человека использование тепловизионной техники является наилучшим по сочетанию таких характеристик как температурное, пространственное и временное разрешение.

Для выявления аномалий распределения температуры часто используемым является анализ асимметрии термограмм контралатеральных участков тела [7, 8], например, с целью диагностики рака молочной железы, венозных заболеваний нижних конечностей. Для выявления температурной асимметрии используют построение гистограмм распределения температуры, подсчет энтропии или среднеквадратичного отклонения. Эти параметры описывают статистические свойства значений температур, изображенных на термограмме, но не содержат информации о пространственных координатах точек с данными значениями температур.

Количественная оценка пространственной неоднородности распределения температур может быть полезна, например, для изучения физиологической реакции организма на нагрузочные пробы различных видов. Известно [10], что при активной мышечной работе поверхность тела человека изменяет не только свою температуру, но и однородность её пространственного распределения (рис 1.8.).

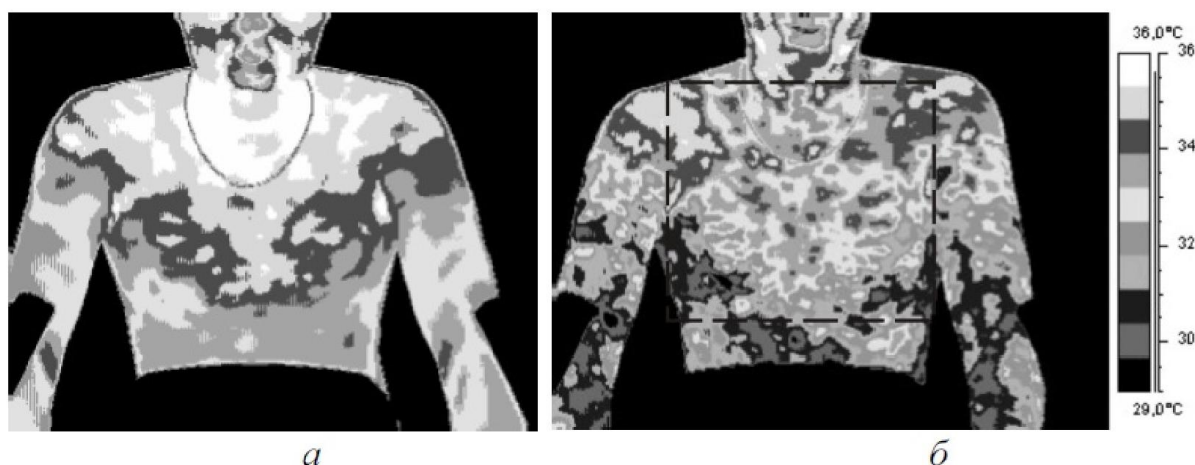


Рисунок 1.8. - Термограммы, полученные во время нагрузки на велотренажере. а - начало тренировки, б - конец тренировки

На рис. 1.8. а температура тела в начале тренировки распределена зонами, имеет максимальное значение в области плеч и уменьшается к нижней части торса. В конце тренировки распределение температуры становится пространственно более неоднородным. Пространственная неоднородность термограмм возникает также при открытии потовых пор на поверхности тела, на поверхности роговицы в процессе акта мигания.

Пространственную неоднородность распределения температур можно оценивать с помощью подсчета кратчайшего незамкнутого пути (КНП) для точек в каждом температурном диапазоне по следующему алгоритму:

выделяется диапазон температур, характерный для анализируемой зоны термограммы;

диапазон разбивается на M равных поддиапазонов (классов); в каждом классе подсчитывается суммарное межпиксельное расстояние равное длине КНП.

Кратчайший незамкнутый путь строится следующим способом. Для каждого класса температур выбирается первая точка, которая соединяется прямой линией с ближайшей к ней (второй точкой), затем из оставшихся точек находится ближайшая ко второй точке и соединяется прямой с третьей и т.д., пока не будут использованы все точки данного класса температур.

Динамический тепловизионный анализ с использованием оценки пространственной неоднородности распределения температуры, может применяться для наблюдения и диагностики глазных болезней, связанных с нарушением слезной гидродинамики, например, синдрома сухого глаза, для изучения процессов потоотделения и терморегуляции при физических нагрузках.

2. СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ РАЗВИТИЯ ТЕПЛОВИЗИОННЫХ СИСТЕМ

Условно тепловизионные приборы в зависимости от их дальности действия можно разбить на три группы:

- тепловизионные приборы малой дальности действия: до 0,7—1 км по ростовой фигуре человека и до 1,5-2 км по автомашине;

- тепловизионные приборы средней дальности действия: соответственно 1,2—1,5 и 2—4 км, а также до 8 км по самолету;

- тепловизионные приборы повышенной дальности действия, превышающей значения, указанные для второй группы.

К тепловизионным приборам первой группы относятся тепловизионные приборы для легкого стрелкового оружия, наголовные и удерживаемые в руках тепловизионные приборы наблюдения.

К тепловизионным приборам второй группы относятся тепловизионные прицелы для переносных ракетных комплексов, удерживаемые в руках и переносные тепловизионные приборы наблюдения.

К тепловизионным приборам третьей группы относятся возимые, а также корабельные и авиационные приборы наблюдения и прицеливания. В данной главе рассматриваются тепловизионные приборы второй группы.

Выпускаемые в настоящее время тепловизионные приборы относятся ко II и III поколениям. Тепловизионные приборы II поколения имеют ФПУ, выполненное на базе многоэлементных линеек фоточувствительных ИК детекторов. Эти приборы содержат сканирующую систему, обеспечивающую развёртку изображения. В случае применения одной линейки развёртка осуществляется плоским зеркалом либо зеркальным уголковым отражателем. Различают последовательный, параллельный и последовательно-параллельный способы развёртки изображения. При последовательном сканировании каждая точка изображения сканируется каждым элементарным детектором

при их линейном расположении. Линия задержки обеспечивает фазовое интегрирование сигналов всех детекторов линейки ФПУ.

При параллельном сканировании изображение "просматривается" вертикальным рядом детекторов. Это обеспечивает высокую температурную чувствительность при некоторой потере информации в изображении. Чёткость последнего определяется числом строк, равным числу детекторов линейки ФПУ. При малой величине постоянной времени детекторов и высокой скорости развёртки может быть использован так называемый "интерлейсинг" (расположение детекторов через равные промежутки), улучшающий качество изображения. Сканирование может осуществляться как прямой, так и обратной развёрткой. В последнем случае короткий период возврата может быть использован для подачи контрольных команд. В результате пропуски в воспроизведении тепловой картины при ее развёртке и обработке отсутствуют. Наконец, возможно последовательно-параллельное сканирование, являющееся комбинацией двух указанных выше методов. Оно предусматривает наличие как вертикально, так и горизонтально расположенных детекторов в составе ФПУ. За счёт двухкоординатной развёртки сканируется все поле зрения. При этом просматриваются точки поля всеми площадками соответствующего ряда детекторов ФПУ, сигналы с которых после временной задержки суммируются. При таком методе развёртки используется ФПУ с меньшим числом детекторов, а характерная для параллельного метода развёртки неравномерность в яркости изображения устраняется за счёт суммирования сигналов от различных детекторов ФПУ. Недостатком метода является необходимость использования высокоскоростных двухкоординатных блоков развёртки.

Конструктивное расположение элементов в таких ТпВ можно рассмотреть на рис.2.1.

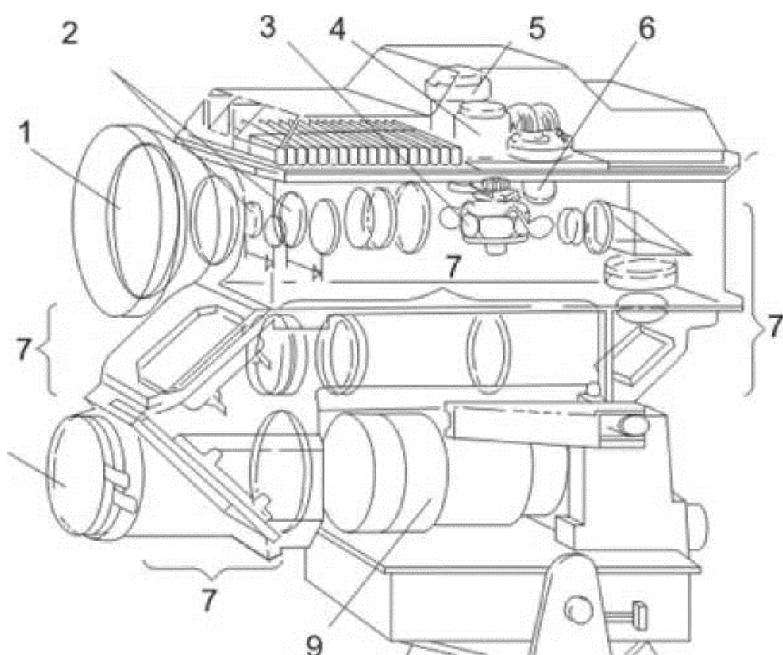


Рисунок 2.1 - Схема тепловизионного прицела Bill Night Sight (BNS):

1 — ИКобъектив; 2 — его сменные компоненты;

3 - сканирующий зеркальный барабан; 4 - ФПУ; 5 - блок его охлаждения; 6 — светодиодный индикатор; 7 — проекционная система; 8 — фильтр; 9 - электронно-оптический преобразователь (ЭОП) с окуляром [10]

Дальнейшее развитие метод последовательно-параллельной развёртки получил в связи с разработкой фотоприёмника SPRITE (Signal Processing In The Element). Иногда его называют по имени изобретателя -TED (Tom Elliot Detector). В ФПУ на приёмнике SPRITE задержка и суммирование принимаемых сигналов происходит внутри самого чувствительного элемента. Это исключает необходимость в электронных схемах, обычно применяемых в линейных системах ФПУ, и упрощает процесс обработки сигналов. По сравнению с традиционными, ФПУ на приемнике SPRITE имеет малое количество проводников на входе и выходе. Это упрощает систему охлаждения. Кроме того, приёмник SPRITE характеризуется упрощённой схемой задержки и суммирования сигналов. Однако он требует специфического блока развёртки изображения. В нем используется сканирующая зеркальная призма, грани которой выполнены под определённым углом к оси её вращения. Погрешность углового положения, измеряемого непрерывно, вводится в корректирующее электронное устройство. Горизонтальная развёртка осуществляется зеркалами, расположенными через равные промежутки. Например, если их отношение

составляет 6:1, то это создаёт 120 строк ИК изображения. Вертикальная развёртка осуществляется зеркалом. Сигнал от блока развёртки поступает на светодиодный индикатор. При этом для воспроизведения сигнала используется грань призмы, смещённая на 120° .

Это позволяет устранить необходимость в точном определении положения призмы и синхронизации ее вращения, а также даёт возможность свести к минимуму геометрические искажения.

Модули тепловизионных приборов первого класса (приборы прямого видения) служат для портативных и переносных приборов с автономными источниками питания. Выходное изображение наблюдается через окуляр. В состав приборов входят следующие модули: блок развёртки ФПУ, предусилители, оконечные преобразователи, электронные блоки управления и обработки сигналов, светодиодные индикаторы, преобразователь напряжения и элементы блока охлаждения. В типовом тепловизионном приборе используются 4-5 базовых модулей и блоки оригинальной конструкции, обеспечивающие пригодность прибора для конкретного применения.

Модули тепловизионных приборов второго класса (приборы косвенного видения) предназначались для систем со средней дальностью действия в переносном или возимом исполнении. В них использовался телевизионный индикатор, который мог быть удалён от прибора. При создании таких приборов использовались 12 модулей: ИК объектив, сменные афокальные насадки, блок развёртки, блок управления его работой, ФПУ, блок предусилителей, элементы системы охлаждения, блок электронной обработки сигналов, блок управления и регулировки, преобразователь сигналов в телевизионный стандарт, телевизионный индикатор, преобразователь напряжения. Особенность тепловизионных приборов второго класса состоит в автоматическом регулировании чувствительности и уровня серого, а также выравнивании усиления различных каналов [11].

2.1 Матричные тепловизоры

2.1.1 Многоканальная тепловизионная система для сверхдальнего обнаружения фирмы FLIR

ТПС ThermoVision 2000/3000MS - это мощная многоканальная система видеонаблюдения на скоростном и точном поворотном устройстве с тепловизионным каналом, видеоканалом и дополнительным лазерным дальномером.

Системы ThermoVision 2000/3000MS установлены на более чем 700 мобильных и стационарных постах по всему миру, выполняя важные многоцелевые задачи, совмещающие обеспечение военной безопасности объектов, наблюдение и тактическую разведку. Благодаря защищенному исполнению, кристально четкому изображению и широким коммуникационным возможностям, системы ThermoVision круглосуточно обеспечивают безопасность особо важных объектов и границ государств. На рисунке 2.2 и в таблице 2.1 приведены характеристики многоканальная система видеонаблюдения ThermoVision 2000/3000MS.



Рисунок 2.2 - Внешний вид ТПС Thermo Vision 2000/3000MS

Таблица 2.1 — Основные параметры системы видеонаблюдения Thermo Vision 2000/3000MS

Параметр	Thermo Vision 2000	Thermo Vision 3000MS
Число полей зрения	3	3
Широкое поле зрения	25°x 19°	25°x19°
Среднее поле зрения	6°x4,5°	7,8°x5,8°
Узкое поле зрения	0,99°x0,74°	1,3°x0,96°
Широкое мгновенное поле	1,37 мрад	0,9 мрад
Среднее мгновенное поле	0,33 мрад	0,21 мрад
Узкое мгновенное поле	0,054 мрад	0,035 мрад
ИК детектор	технология QWIP с FPA матрицей; 320x240	технология QWIP с FPA матрицей; 640x480
Температурная	0,03 °С	0,03 °С
Спектральный диапазон	8,2-9,2 мкм	8,2-9,2 мкм
Электронное увеличение	2x и4x	2x и4x
Дальность обнаружения	более 17 км (танк)	более 20 км (танк)
Видеокамера дневного наблюдения	Тип	Sony, серия FCB-EX780
	Увеличение	25 x; цифровое
	Последовательный	VISCA протокол (TTL /
	Видеовыход	PAL/NTSC
	Чувствительность	3 люкса; с функцией ИК фильтра - 0,02
Лазерный дальномер	Тип Диапазон действия	LP-16; на эрбиевом
	Защита глаз	стекле; 80-20500 м
Эксплуатационные характеристики: класс защиты - IP65; диапазон температур -32°С ... +55°С; масса - 25 кг		

2.1.2 Многоканальная тепловизионная система для сверхдальнего обнаружения фирмы CEDIP

Titanium — новое поколение высокочувствительных охлаждаемых камер французской компании CEDIP Infrared Systems [15, 35], дальнейшая эволюция популярной серии Jade, см. рис. 2.3.



Рисунок 2.3 - Внешний вид камер серии Titanium

Таблица 2.2 - Основные параметры камер серии Titanium

Тип сенсора	InSb, MCT или QWIP
Рабочий диапазон	3-5 мкм 8-12 мкм (дополнительно 1,5-5 мкм)
Разрешение	320 x 256 или 640 x 512, разрядность
Размер камеры (LxWxH)	253x130x168 мм
Размер пиксела	30 мкм / 25 мкм / 20 мкм / 15 мкм
Температурная чувствительность	<18мК
Система охлаждения	Интегрированный охладитель
Частота кадров	380 Гц (до 20 КГц с уменьшением)
Время накопления	>3 мкс
Размер фоточувствительной площадки	От 42°x34° (12 мм) до 2.7°x2° (200)
Интерфейсы передачи данных	USB2 / CAMLINK / GigE
Диапазон температур	От -20 °С до 3000 °С
Точность измерения температуры	±1 °С или ±1 %

3. ТЕПЛОВИЗИОННЫЕ МЕТОДЫ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

Медицинское тепловизионное исследование основано на регистрации инфракрасного излучения, испускаемого объектом исследования. Предметом исследования живого объекта являются различные типы тканей: кожная, мышечная, сосудистая, костная и т.п. Для неинвазивных температурных измерений самой доступной из тканей является кожа, поэтому в большинстве случаев тепловидение имеет дело с поверхностной кожной тканью. А единственным органом, свободно доступным для непосредственного тепловизионного наблюдения, являются глаза.

Кожа человека имеет высокий коэффициент излучения, значение которого близко к значению коэффициента излучения абсолютно черного тела ($\epsilon = 1$), поэтому изменение её температуры приводит к значительному изменению мощности испускаемого ИК излучения, детектируемого тепловизором. Низкий коэффициент отражения кожи в дальнем ИК диапазоне минимизирует влияние нагретых предметов окружающей среды на определение температуры кожи. С использованием тепловизионной техники это позволяет с высоким разрешением регистрировать точечную температуру, статичное распределение температуры и динамику температурного распределения.

Неоднородное поверхностное распределение температуры тела человека (рис.3.1.) при неизменных окружающих условиях обусловлено, состоянием сосудов, наличием в коже и подкожных слоях кровеносных сосудов и капилляров, мышц, внутренних органов, а также подкожного жира, а также обменными процессами во внутренних органах.

Нагрев участков тела происходит на 90% за счет окисления углеводов в клетках: кровь, снабжающая клетки различных тканей, нагревается и переносит образовавшееся тепло к поверхности, где оно может регистрироваться тепловизором как ИК-излучение. В состоянии

покоя кровь нагревается преимущественно в сердце, печени и почках, при интенсивных физических нагрузках - в мышцах [13]. Объемное и поверхностное перераспределение крови регулируется сосудистыми реакциями дилатации и констрикции. В условиях охлаждения организма за счет сужения сосудов конечностей кровь «стягивается» от поверхности к ядру тела (см. рис.3.1.), а в теплых условиях происходит обратный отток объема крови, обеспечивая увеличение поверхностной отдачи тепла.

Изменение поверхностного распределения температуры может происходить:

■ при изменении внешних условий, когда активизируются *механизмы терморегуляции* в ответ на изменение температуры, конвективного теплообмена, влажности окружающей среды; в ответ на замену вещества окружающей среды, например, при погружении объекта в жидкость; когда проявляются *сосудистые реакции* на искусственное нарушение кровотока, например, при окклюзионной пробе;

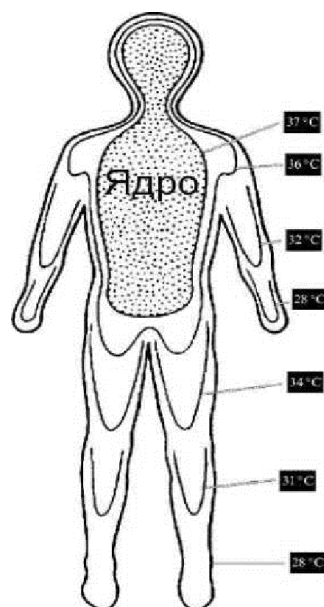


Рисунок 3.1.- Распределение температуры тела человека. Линиями показаны участки с одинаковой температурой на поверхности тела, которая может изменяться под воздействием многих факторов. Точками изображено ядро, область которого захватывает важнейшие органы человека, поэтому его температура поддерживается постоянной, температура поверхности может изменяться под воздействием многих факторов [13].

- при *физической нагрузке*, когда происходит активизация работы групп мышц, приводящая к росту скорости окислительных процессов, потребления кислорода, изменению сердечного ритма. При этом изменяется общая гемодинамика тела человека, происходит распространение тепла по направлению от ядра к поверхности, осуществляется терморегуляция за счет потоотделения (конвективная теплоотдача в воздух) и излучения в окружающую среду;

- при *эмоциональной нагрузке*, когда создаются условия легкого стресса, например, предъявлением тестов, с заданиями, требующих умственных затрат и выполняемые в условиях ограниченного времени. Это может приводить к изменению химического состава крови выработкой гормонов; влияющих на тонус сердечнососудистой системы и состояние сосудов кожи;

- при *фармакологической пробе*, которая осуществляется введением в организм препаратов различного назначения и последующим наблюдением изменения периферического кровообращения.

Изменение поверхностного распределения температуры также может наблюдаться при воздействии излучений в рамках научных исследований или во время стандартных физиотерапевтических процедур.

В статических термограммах диагностическую информацию можно извлекать из анализа температурной асимметрии в контралатеральных областях, например, лица, груди, спины, конечностей одного и того же объекта или при сравнении термограммы исследуемого объекта с термограммой, представляющей распределение температуры в норме.

В динамических термограммах, образующихся как запись последовательности тепловизионных кадров, диагностика может осуществляться при выявлении отклонений физиологической реакции на экзо - и эндогенные факторы при нагрузочном тестировании.

Таким образом, температурный рельеф поверхности тела человека

зависит, в конечном счете, от уровня наполненности тканей кровью, от степени её нагревания при функциональной активности мышц и внутренних органов, от перераспределения крови при регулировании просвета сосудов, а также от тепловых свойств ткани (теплопроводности, теплоемкости). Эти параметры составляют основу тепловизионной диагностики и дают возможность определить класс патологий выявляемых посредством регистрации термограмм. Основные области применения тепловидения в медицине перечислены в таблице 3.1 [13].

Опишем разновидности тепловизионных методов.

Статические тепловизионные методы основаны на получении и анализе единичных тепловизионных снимков.

Динамические тепловизионные методы основаны на получении и анализе последовательности тепловизионных снимков. Одно из направлений динамического тепловидения - DAT (Dynamic Area Telethermometry - динамическая зонная телетермометрия) было описано Михаэлем Анбаром (Michael Anbar) в его монографии. Исследования Анбара в начале 90-х показали, что быстрое изменение температуры кожи человека, регистрируемое тепловизором, содержат значительную физиологическую и патофизиологическую информацию, которая не может быть получена из статических термограмм.

К конкретным современным динамическим методам относятся: импульсный метод (PT- Pulsed Thermography), активный динамический метод (ADT - Active Dynamic Thermal IR-Imaging), импульсно - фазовый метод (PPT- Pulse Phase Thermography), метод тепловой томографии (TT- *Thermal Tomography*) [13].

■ *Импульсный метод (PT)* - основан на проведении вычислений функции температурного контраста между патологическими и нормальными участками поверхности. Для наблюдения динамики температуры используется возбуждение нагреванием или охлаждением поверхности.

Таблица 3.1. Тепловизионные методы и области применения тепловидения в медицине

Области применения тепловидения	Тепловизионные методы
<ul style="list-style-type: none"> • Онкология (рак груди, кожи) • Сосудистые расстройства (диабет, глубокий венозный тромбоз) • Артрит/ ревматизм • Неврология • Хирургия (операции на открытом сердце, трансплантация органов и т.д.) • Офтальмология (при удалении катаракты) • Оценка жизнеспособности ткани (ожоги) • Дерматологические болезни • Мониторинг воздействия лекарств и процесса лечения • Болезни щитовидной железы • Стоматология • Респираторные заболевания (аллергии, атипичная пневмония) • Спортивная и реабилитационная медицина 	<ul style="list-style-type: none"> • Статические (классические) • Динамические • Мультиспектральные • Мультимодальные • Использующие тепловизор в составе объединенной сенсорной системы (sensor fusion)

■ *Активный динамический метод (ADT)* - основан на регистрации температуры в процессе нагрева или охлаждения, по полученной зависимости идентифицируется математическая модель поверхности, представленной в виде слоев, с помощью которой определяются свойства каждого слоя. К похожей технике относится *tau - метод* (τ - technique), который основан на выявлении характеристического времени восстановления стабильной температуры, измененной принудительным охлаждением или нагревом. *Tau — метод* выявляет патологические участки кожи, основываясь на отличии времени восстановления их температуры, от времени восстановления здоровых участков (см. Использование Tau – метода для диагностики венозного тромбоза).

■ *Импульсно - фазовый метод (PPT)* - основан на вычислении амплитуды и фазы температурной динамики на последовательности тепловизионных кадров с использованием преобразования Фурье. Этот метод пока не нашел применения в медицинской диагностике.

■ *Метод тепловой томографии (TT)* - основан на решении обратной задачи определения объемных свойств объекта по распределению температуры на его поверхности. Данный метод успешно применяется для

оценки объемного распределения коэффициента теплопроводности, по которому оценивается глубина ожога кожи.

- *Мультиспектральные тепловизионные методы основаны на* проведении исследований и сопоставлении тепловых свойств объекта в нескольких спектральных диапазонах.

- *Мультимодальные методы* — основаны на совместном использовании тепловизоров с измерительной аппаратурой, получающей сигнал иной физической природы. Примером может являться совместное исследование рака груди термографическим методом и методом рентгеновской маммографии.

Тепловидение как метод выявления патофизиологии

Тепловизионная процедура является физиологическим тестом, при котором измеряются тонкие физиологические изменения, вызванные многими условиями, например, ушибом, разрывом мягких тканей, ожогом, опухолью, кожными заболеваниями, ревматоидным артритом, диабетом, глубоким венозным тромбозом, бактериальными инфекциями и т.д. Эти условия связаны с региональным расширением сосудов, гипертермией, гиперемией, повышенным метаболизмом или повышенной васкуляризацией тканей [13], которые образуют высокотемпературные источники тепла. В отличие от визуализации с помощью рентгеновского исследования или компьютерной томографии, при использовании которых обращают внимание преимущественно на анатомическую структуру, тепловизионная визуализация дает информацию о функционировании тканей и органов, не так просто измеряемую другими методами. Для корректной интерпретации тепловизионной информации необходимо глубокое знание и понимание физиологии человека.

Покажем, как с помощью тепловидения можно выявлять наличие раковых опухолей. Раковые клетки возникают из нормальных клеток, генетически измененных под воздействием химических веществ, рентгеновских лучей, ультрафиолетового излучения и т.д. Все типы

раковых клеток имеют несбалансированную метаболическую активность, которая приводит к потреблению из крови больших количеств глюкозы и выбросу в кровь молочной кислоты. Высокая скорость обмена веществ в раковых клетках приводит к повышению локальной температуры в сравнении с нормальными клетками. На тепловизионных кадрах опухоль будет видна как пятно, имеющее повышенную температуру.

Испускание тепла с поверхности от источника, окруженного потоком крови, может быть описано количественно с использованием теплового уравнения Пеннеса (Pennes bio-heat equation) [13]. Это уравнение учитывает влияние тепла передаваемого через ткань, образование объемного тепла как результата метаболических реакций и скорость объемной перфузии крови, интенсивность которой определяется артерио-венозной разницей температур [13].

Уравнение записывается в следующем виде:

$$kA^2T - c_b w_b (T - T_a) + q_a = 0,$$

где k - удельная теплопроводность, q_a - объемная скорость метаболизма в ткани, c_b - удельная теплоемкость крови, w_b - скорость массопереноса крови на единицу объема ткани, T - неизвестная температура ткани, T_a - температура артерии.

Данное уравнение дает возможность решать обратную задачу определения формы различных внутренних элементов тела по излучению, испускаемому его поверхностью. Такие расчеты можно выполнять с использованием термодинамических уравнений, однако, такой подход является труднореализуемым из-за сложности граничных условий, связанных с биологическим объектом [13]. Опишем различные способы использования тепловизионной информации

Некоторые подходы к анализу тепловизионной информации

Метод анализа тепловой системы, основанный на аналогии с термоэлектрическими процессами и теорией электрических цепей был предложен Лиу (Liu) и др. [13]. Этот метод не требует непосредственного

решения обратной задачи распространения тепла. Он позволяет оценивать глубину теплового источника и помогает понять метаболические процессы, происходящие внутри тела человека. Данный метод использовался для обнаружения рака груди у женщин на ранних стадиях и достиг высокой чувствительности. Диагностический протокол включает следующие пункты: увеличение лимфатических узлов в подмышке; размер и внешний вид патологической зоны; сосудистый рисунок патологической области; структура соска и околососкового кружка; результаты динамической диагностики с введением препаратов, например, антибиотиков.

При анализе термограмм симметричных объектов можно сравнивать контралатеральные области. Подозрительными считаются участки с выявленной температурной асимметрией. Такой подход может быть использован для обнаружения рака груди и выявления температурных аномалий других участков тела человека. Однако малые температурные асимметрии бывает трудно обнаружить, поэтому важно разрабатывать методы обработки и анализа термограмм, при использовании которых уменьшается влияние человеческого фактора. Хед (Head) и др. в своих исследованиях [13] анализировали температурную асимметрию с предварительной сегментацией тепловизионного изображения оператором. Далее сегменты, содержащие грудь, определялись автоматически по точкам на подбородке и крайним левым, правым и нижним точкам груди. Кьюай (Qi) и др. [13] исследовали автоматический подход к анализу асимметрии термограмм, состоящий из автоматической сегментации и классификации выявляемых термографических рисунков. Для сегментации левой и правой груди использовалось преобразование Хафа (Hough), которое выделяет группы пикселей, удовлетворяющих уравнению некоторой плоской кривой, например параболы или эллипса. Строились четыре характерных кривых: две кривые очерчивают левую и правую границы тела, а две параболические кривые - нижнюю границу левой и правой груди.

Поскольку поверхностное распределение температуры уникально

для каждого человека, то во многих исследованиях выполняется относительный анализ температурной асимметрии, при котором вычитаются значения каждого пикселя одной половины термограммы из соответствующих значений зеркально-симметричных пикселей противоположной половины и формируется разностное изображение температур.

Другой трудностью тепловидения является отсутствие единообразия в классификации термограмм. Фуджимаса (Fujimasa) в своей новаторской работе [13] предложил восемь термофизиологических категорий для идентификации термограмм различной структуры. Такие категории были названы терматомами (thermatomes) и обозначают причины вызывающие температурные отклонения, категории и соответствующие им причины приведены в таблице 3.2.

Упомянувшиеся ранее исследования Анбара, показали, что использование классического быстрого преобразования Фурье и элементарной статистики позволяет большое число последовательных наблюдений свести к единичному диагностическому параметру без участия эксперта.

В другом направлении исследований, которое развивают Павлидис (Pavlidis) и Левин (Levin) [13], используется нелинейное моделирование теплопередачи, которое позволило отслеживать окологлазничный кровоток в состоянии взволнованности испытуемого. В результате с помощью такой техники можно извлекать информацию о незначительных флуктуациях формы температурных контуров лицевой области и использовать тепловизионный канал при проверке на полиграфе для повышения достоверности итоговых заключений об истинности или ложности ответов. Бесконтактное определение жизненно важных параметров организма человека.

Таблица 3.2. Вариант классификации термограмм по источнику, вызывающему температурные аномалии

Категория	Причины температурного отклонения
Ангиологическая	Органические сосудистые нарушения
Функциональная ангиологическая	Сосудистые расстройства
Нейро - дерматомическая	Соматосенсорное нейронное (neuronal) расстройство
Миотомическая	Нарушения кровотока в мышцах
Метаболическая	Пониженная или повышенная теплопродукция в тканях, приводящая к образованию более теплых
Динамическая, зависящая от окружающей среды	Нетипичная температурная реакция пациента на созданную тепловую нагрузку
Динамическая, зависящая от вводимого препарата	Нетипичная температурная реакция на препарат, принимаемый пациентом
Динамическая, зависящая от различных стрессов	Не нормальная температурная реакция пациента на другие виды нагрузок

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. http://info.tuwien.ac.at/iflt/safetv/section1/1_1.htm.
2. Волков, В.Г. Тепловизионные приборы нового поколения [Текст]/ В.Г. Волков, А.В. Ковалев, В.Г. Федчишин // Специальная Техника - 2001 - №6. С. 19 - 23.
3. Ушакова, М.Б. Тепловизоры на основе неохлаждаемых микроболометрических матриц: современное состояние зарубежного рынка и перспективы развития. [Текст]/ М.Б.Ушакова// М.: ОНТИ ГУП "НПО "Орион", 2001- С. 27.
4. Иваницкий, Г.Р. Современное матричное тепловидение в биомедицине [Текст]/ Г.Р. Иваницкий // УФН. 2006- Т. 176 -№12. С. 1293-1320.
5. Diakides, N.A. Medical infrared imaging [Текст]/ Nicholas A. Diakides, Joseph D. Bronzino. U.S.A., Boca Raton, CRC Press, Taylor & Francis Group., 2008
6. Скрипаль, А.В. Тепловизионная биомедицинская диагностика [Текст]: учеб. пособие / А.В. Скрипаль, А.А. Сагайдачный, Д.А. Усанов - Саратов, 2009. -118 с.